

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Modul spirometrie pro výukovou sadu BMI**  
**Modul of spirometry**

## Zadání bakalářské práce

Student: **Kristýna Deingruberová**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: Modul spirometrie pro výukovou sadu BMI  
Modul of Spirometry

### Zásady pro vypracování:

1. Analýza metod měření spirometrie.
2. Návrh a realizace lopatkového/turbínkového spirometru.
3. Realizace převodníku rychlosti/napětí.
4. Realizace ovládacího SW a vizualizace dat v prostředí LabView.
5. Provedení testů.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ a Petr TIEFENBACH. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. 1. vyd. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2007. 155 s. ISBN 978-80-248-1605-0.
- [3] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie: laboratorní úlohy*. 1. vyd. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2007. 70 s. ISBN 978-80-248-1606-7.
- [4] NAVRÁTIL, Leoš, Jozef ROSINA et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [5] ROZMAN, Jiří et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vyd. Praha: Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [6] BUERK, Donald G. *Biosensors: theory and applications*. Lancaster [Penn.]: Technomic Pub. Co., c1993, x, 221 s. ISBN 0-87762-975-7.
- [7] RITTER, Arthur B., Stanley S. REISMAN a Božena B. MICHNIAK. *Biomedical Engineering Principles*. Boca Raton: Taylor, 2005. xii, 665 s. ISBN 978-0-8247-9616-7.
- [8] ENDERLE, John D., Joseph D. BRONZINO a Susan M. BLANCHARD. *Introduction to Biomedical*

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Augustynek**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 31.07.2013



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*




prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne 15.7.2014

  
Kristýna Deingruberová

### **Poděkování**

Chtěla bych poděkovat rodině a přátelům za podporu. Dále pánům Ing. Lukáši Peterovi a Ing. Robertu Frischerovi, Ph.D. V neposlední řadě děkuji panu Ing. Martinu Augustynkovi, vedoucímu bakalářské práce, za jeho rady poskytnuté ke zlepšení této bakalářské práce.



## **Abstrakt**

Spirometrie je důležitou diagnostickou neinvazivní technikou pro rychlé zjištění stavu dýchací soustavy pacienta. Tato bakalářská práce se zabývá vytvořením jednoduchého modulu spirometrie pro výukovou sadu biomedicínského inženýrství. Snímacími prvky jsou zvoleny IR dioda a IR přijímač, jejichž přerušované spojení senzorem spirometru inicializuje změnu napětí na výstupu zobrazovanou softwarem. Spojení s počítačem je realizováno školním A/D převodníkem, jednotkou DAU. Cílem je sestavit měřicí zařízení, které by bylo schopno snímat toto přerušení senzorem spirometru a vyhodnotit dosažené data v softwarovém prostředí Labview.

## **Klíčová slova**

Spirometrie, senzor spirometru, plicní ukazatele, lopatkový pneumotachograf, DAU jednotka, převodník frekvence/napětí, Labview

## **Abstract**

Spirometry is an important non-invasive diagnostic technique for rapid detection of respiratory status of the patient. This work deals with the creation of simple spirometry module for teaching set of biomedical engineering. The sensing elements are selected IR LED and IR receiver, the intermittent connection sensor spirometer initiates the change of output voltage imaging software. PC connection is realized by school A/D converter, DAU unit. The claim of this study is design measuring device that would be able to capture this intermission of sensor spirometer and evaluate data in the software LabVIEW.

## **Keywords**

Spirometry, sensor spirometer, lungs parameters, vane pneumotachograph, DAU unit, frequency to voltage converter, Labview

## Seznam použitých zkratek

<b>BMI</b>	Biomedicínské inženýrství
<b>DAU</b>	Data acquisition unit
<b>f/U</b>	Frekvence/napětí
<b>GND</b>	Ground
<b>IR</b>	Infračervený
<b>USB</b>	Universal Serial Bus
<b>VI</b>	Virtual instrument (virtuální přístroj)

# Obsah

1	Úvod.....	3
2	Teoretický úvod .....	4
2.1	Respirace .....	4
2.1.1	Projevy dýchání .....	4
2.1.2	Dechový cyklus.....	4
2.2	Spirometrie .....	5
2.2.1	Historie spirometrie .....	5
2.2.2	Měřené parametry .....	6
2.2.2.1	Plicní objemy .....	6
2.2.2.2	Plicní kapacity .....	7
2.2.2.3	Další plicní ukazatele .....	7
2.2.3	Průběh vyšetření .....	9
2.2.3.1	Spirometrie – křivka objem/čas .....	9
2.2.3.2	Spirometrie – křivka průtok/objem .....	9
2.3	Spirometr.....	12
2.3.1	Spirometr s vodním uzávěrem .....	12
2.3.2	Spirometr se suchým uzávěrem .....	12
2.3.3	Pneumotachograf .....	13
2.3.3.1	Ultrazvukový pneumotachograf .....	13
2.3.3.2	Pneumotachograf s diferenčním manometrem .....	13
2.3.3.3	Lopatkový pneumotachograf.....	14
3	Návrh měřicího řetězce .....	15
3.1	Blokové schéma .....	15
3.2	DAU .....	15
3.3	Návrh schématu zapojení .....	16
3.3.1	Použité součástky.....	16
3.3.2	Realizované schéma zapojení .....	17
3.3.3	Kalibrace .....	20
4	Realizace softwaru .....	22
4.1	Blokový diagram funkce softwaru .....	22
4.2	LabView .....	23
4.3	Čelní panel .....	23
4.3.1	Informace o pacientovi .....	24
4.3.2	Výpočet objemu V [l] .....	25

5	Testování modulu .....	27
5.1	Vzorové měření .....	27
6	Závěr .....	28
7	Seznam použité literatury .....	29

# 1 Úvod

Spirometrie neboli funkční vyšetření plic je nedílnou součástí dnešní medicíny. Hlavními úkoly spirometrie jsou diagnostika plicních onemocnění, monitorování průběhu onemocnění či pouhé předoperační vyšetření. Přístroj, který zaznamenává průběh pacientova dýchání, se nazývá spirometr. Mezi výhody spirometrického vyšetření se řadí především neinvazivnost.

Všeobecný rozvoj technologií v posledních letech způsobuje strmý nárůst počtu inovativních postupů a přístrojů, proto se i v medicínském odvětví hledají nové možnosti pro jednodušší diagnostiku a následnou léčbu. U spirometrie se jedná o co nejlepší určení jednotlivých parametrů a zhodnocení křivky jako celku.

Cílem této bakalářské práce je návrh řešení a realizace jednoduchého modulu spirometrie a vytvoření vyhodnocujícího softwaru v prostředí Labview.

Pro lepší pochopení problému obsahuje tato práce teoretické seznámení se s dýcháním, jeho typů a projevů, vysvětlení pojmů týkajících se dechových cyklů. V další kapitole je uvedeno něco málo z historie spirometrie, následován vysvětlením jednotlivých parametrů vyhodnocovaných ve spirometrii. Dále je zmíněn popis průběhu vyšetření s možností zobrazení křivek. Neboť se bude realizovat spirometr, nemůže chybět ani rozdělení spirometrů.

Technická část je realizovaná popisem schématu, seznamem použitých součástek, uvedením použitých vývodů pinů jednotky DAU. Nutnost kalibrace měření byla také vyřešena, a to vytvořením měřícího řetězce obsahující fantom průtoku.

V neposlední řadě je obsažen postup práce se softwarem. Nakonec je přiloženo testování a zhodnocení výsledků u měřené osoby.

## 2 Teoretický úvod

### 2.1 Respirace

Respirace neboli dýchání je nezbytnou funkcí organismu. Pojem respirace zahrnuje dva procesy: zevní a vnitřní respiraci. Zevní respirace je mechanismus, kterým celý lidský organismus přijímá kyslík  $O_2$  a vylučuje oxid uhličitý  $CO_2$ . Vnitřní respirací je myšleno využití kyslíku  $O_2$  a produkce oxidu uhličitého  $CO_2$  v tkáních, také i výměna těchto plynů mezi buňkami a okolní tekutinou. Výměna dýchacích plynů probíhá jen v plicních sklípcích, tzv. alveolách. Ve zbylých částech dýchacího systému k výměně plynů mezi krví a vzduchem nedochází, jedná se o tzv. mrtvý prostor. Existuje mrtvý prostor anatomický (150 ml, zahrnuje dutinu nosní, dutinu ústní, hrtan, tracheu a bronchy) a fyziologický (anatomický mrtvý prostor a nefunkční alveoly, neužitečná ventilace).

Zevní respirace se rozděluje na čtyři funkční složky:

- Plicní ventilace – zabezpečuje se výměna vzduchu mezi atmosférou a plicními sklípky, hlavní metoda vyšetření plicní ventilace je spirometrie
- Distribuce – rozdělení vdechnutého vzduchu v plicích a jeho smíšení se vzduchem, který v plicích zůstal po předchozím výdechu
- Difúze – výměna kyslíku a oxidu uhličitého mezi plicními sklípky a krví
- Perfúze – průtok krve plicním řečištěm kapilárami obepínajícími sklípky

[1] [7]

#### 2.1.1 Projevy dýchání

- Eupnoe – normální dýchání
- Hyperpnoe – prohloubené dýchání
- Hypopnoe – mělké dýchání
- Apnoe – zástava dechu
- Bradypnoe – zpomalené dýchání
- Tachypnoe – zrychlené dýchání
- Dyspnoe – dušnost
- Asfyxie – dušení
- Ortopnoe – klidová dušnost vynucující zaujetí polohy vsedě či vestoje

[2] [8]

#### 2.1.2 Dechový cyklus

Dechový cyklus je v klidném stavu periodickým, autonomním dějem, opakujícím se zhruba šestnáctkrát za minutu. Četnost nádechů či jejich hloubka se dá ovlivnit vlastní vůlí.

Dechový cyklus se skládá z:

- Nádechu (inspirium) - aktivní děj, kdy hlavními nádechovými svaly je bránice spolu se zevními mezižebními svaly, při zátěži jsou využívány i pomocné dýchací svaly
- Výdechu (expirium) – v klidových podmínkách je dějem pasivním, hlavními výdechovými svaly jsou vnitřní mezižební svaly

Při jednom nádechu přivedeme do plic průměrně půl litru čerstvého vzduchu, tedy vzduchu, v němž je 21% kyslíku a jen 0,04 % oxidu uhličitého. Při výdechu z plic odejde půl litru vzduchu s 15 % kyslíku a 4,5 % oxidu uhličitého. Samotná mechanika dýchání je zajištěná elasticitou plic i hrudníku. Mezi plicemi a hrudní stěnou se nachází tenká vrstva tekutiny a díky interpleurálnímu tlaku se zajišťuje fyziologický průběh dýchání. Při vdechu se zvětšuje objem hrudníku, tlak v alveolách je nižší než atmosférický (-0,8 kPa), naopak při výdechu je tlak v alveolách vyšší (-0,33kPa).

Vdechnutý vzduch dutinou nosní umožní zvlhčení, ohřátí vzduchu a zachycení částic na sliznici, dále pokračuje hltanem, průdušnicí (trachea), průduškami (bronchi) k průdušinkám (bronchioly) až k nejdůležitějším částem, k plicním sklípkům (alveoly). Při fyzické nebo psychické zátěži se můžeme nadechovat i dutinou ústní.

[1] [7]

## 2.2 Spirometrie

Spirometrie je základní funkční vyšetření plic. Takové vyšetření se provádí pomocí spirometru. Spirometr je přístroj, který zakreslí dýchání jako graf závislosti objemu plic na čase. Na takové vyšetření je pacient poslán při různých respiračních potížích, pocitech dušnosti, dlouhodobější kašli, před operacemi hrudníku a při sledování účinnosti léčby nemoci plic.

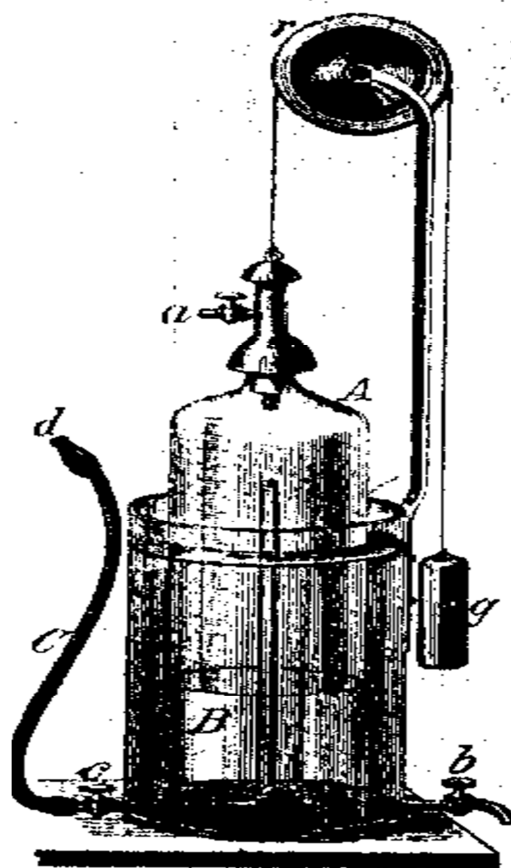
Spirogram je grafický záznam objemu  $V$  nebo objemového průtoku  $q_v$  nádechového a vydechovaného vzduchu v jednom či více dechových cyklech.[3]

### 2.2.1 Historie spirometrie

V roce 1852 John Hutchinson jako první prokázal spojitost výšky a objemu plic. Mylně se ovšem domníval, že kapacita plic nezávisí na hmotnosti jedince.

V roce 1854 Wintrich zjednodušil předchozí model spirometru. Usuzoval, že objem plic závisí na výšce, váze i věku.

William Salter v roce 1866 umožnil grafický záznam v závislosti na čase, kdy mu jako záznamový arch sloužil dřevěný válec obalený alobalem, kdy byl spirometr ponořen do vody, a v závislosti na dechu pacienta se pomocí jehly zapsala křivka na kotouč s alobalem. [6]



Obr. 1 Wintrichův spirometr [6]

## 2.2.2 Měřené parametry

Mezi plicní funkční ukazatele se řadí plicní objemy, kapacity a průtoky. Při každém spirometrickém vyšetření jsou naměřené hodnoty srovnávány s predikovanými.[5]

### 2.2.2.1 Plicní objemy

Plicní objemy jsou objemy vzduchu v plicích v různých fázích respiračního cyklu, v klidu nebo za vynuceného usilovného dýchání.

Definuje se zde:

- **Celková plicní kapacita TLC** (total lung capacity) – objem vzduchu v plicích při maximálním nádechu
- **Reziduální objem RV** (residual volume) – objem vzduchu, který zůstává v plicích při maximálním výdechu
- **Klidový respirační objem TV,  $V_T$**  (tidal volume) – objem klidového nádechu či výdechu



- **Inspirační rezervní objem IRV** (inspiratory reserve volume) - maximální objem, kterým je osoba schopna nasát po klidovém nádechu
  - **Expirační rezervní objem ERV** (expiratory reserve volume) - maximální objem, který lze ještě vydechnout po klidovém výdechu
- [5] [8]

#### 2.2.2.2 Plicní kapacity

Plicní kapacity jsou udávány součtem dvou plicních objemů.

Mezi tyto kapacity patří:

- **inspirační kapacita IC** (inspiratory capacity) – maximální objem vzduchu, který lze nadechnout po předchozím klidovém výdechu
- **funkční reziduální kapacita FRC** (functional residual capacity) - objem vzduchu, který zůstává v plicích po klidovém výdechu
- **vitální kapacita VC** (vital capacity) – objem plic mezi maximálním nádechem a maximálním výdechem
- **inspirační vitální kapacita IVC** (inspiratory vital capacity) – rozdíl mezi objemem vzduchu po maximálním výdechu a následujícím maximálním nádechu
- **expirační vitální kapacita EVC** (expiratory vital capacity) – rozdíl mezi objemem vzduchu po maximálním nádechu a následujícím maximálním výdechu
- **celková plicní kapacita TLC** (total lung capacity)
- **usilovná vitální kapacita FVC, FEVC** (forced expiratory vital capacity) – objem nejrychleji vydechnutého maximálního vzduchu po maximálním nádechu
- **usilovná nádechová kapacita FIVC** (forced inspiratory vital capacity) – objem nejrychleji nadechnutého maximálního vzduchu po maximálním výdechu

[5] [8]

#### 2.2.2.3 Další plicní ukazatele

Kromě plicních objemů a kapacit se používají i pojmy vyjadřující rychlost.

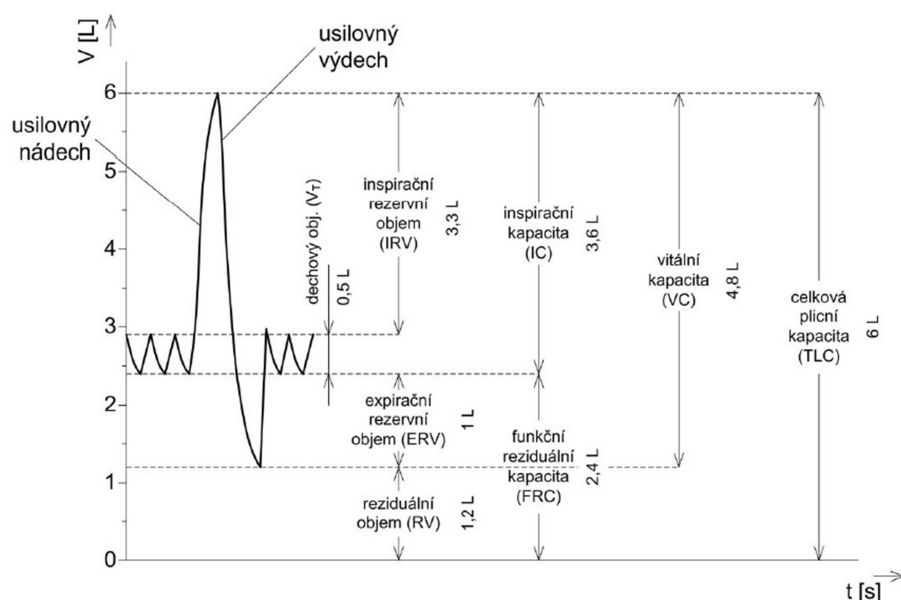
Mezi nepoužívanější ukazatel patří:

- **usilovný vydechnutý sekundový objem FEV<sub>1</sub>** (forced expired volume per second)- objem vzduchu, který je vypuzen z plic za první sekundu usilovného výdechu po maximálním nádechu  
(Vyjadřuje se také jeho procentuální podíl z vitální kapacity, tudíž se označuje FEV<sub>1</sub>%VC).
- **usilovný nadechnutý sekundový objem FIV<sub>1</sub>** (forced inspired volume per second) - objem vzduchu nadechnutý za první sekundu usilovného nádechu po maximálním nádechu

- **vrcholová výdechová rychlost PEF** (peak expiratory flow) – maximální dosažený průtok vzduchu během usilovného výdechu
- **střední výdechovou rychlostí MEF25%, MEF50%, MEF70%** (mean expiratory flow) - střední průtok výdechu z usilovné vitální kapacity FVC(podle toho, kolik bylo během té doby vydechnuto z usilovné vitální kapacity, nejčastěji 25%, 50% a 75% FVC)
- **střední nádechová rychlost MIF25%, MIF50%, MIF70%** (mean inspiratory flow) - střední průtok nádechu z usilovné vitální kapacity FVC (podle toho, kolik bylo během té doby nadechnuto z usilovné vitální kapacity, nejčastěji 25%, 50% a 75% FVC)

[5] [8]

Na obr. 2 je vidět typická spirometrická křivka, na které je vidět grafické zpracování výše vysvětlených parametrů. Normální spirometrické hodnoty u mužů a žen jsou vidět v tabulce 1 (Tab. 1).



**Obr. 2 Usilovný nádech a výdech s vyznačenými plicními objemy a kapacitami [5]**

	Muži	ženy
Klidový dechový objem	0,6 l	0,5 l
Inspirační dechový objem	3,2 l	2,9 l
Expirační dechový objem	1,8 l	1,6 l
Reziduální objem	1,4 l	1,2 l
Vitální kapacita plic	5,6 l	4 l
Celková kapacita plic	7 l	5,2 l
Funkční reziduální kapacita plic	3,2 l	2,8 l

**Tab. 1 Normální spirometrické hodnoty u mužů a žen [9]**

### 2.2.3 Průběh vyšetření

Průběh vyšetření je zcela bezbolestný. Přesto je důležité, aby pacient před vyšetřením nekouřil, oblékl si pohodlné oblečení a nejedl těžko stravitelná jídla. Tyto aspekty mohou způsobit zkreslení výsledků a poskytnout nám špatnou diagnózu.

Pacient se posadí, dostane kolíček na nos a bude požádán, aby ústy pevně obemkl náustek přístroje. Lékař pak vyzve pacienta k maximálnímu nádechu a maximálnímu výdechu. Dále přichází na řadu pokyn k maximálnímu nádechu následovaný co nejprudším výdechem.[3]  
[4]

#### 2.2.3.1 Spirometrie – křivka objem/čas

Ze spirogramu vyjadřující závislost změny objemu v čase se stanovují následující parametry: [10]

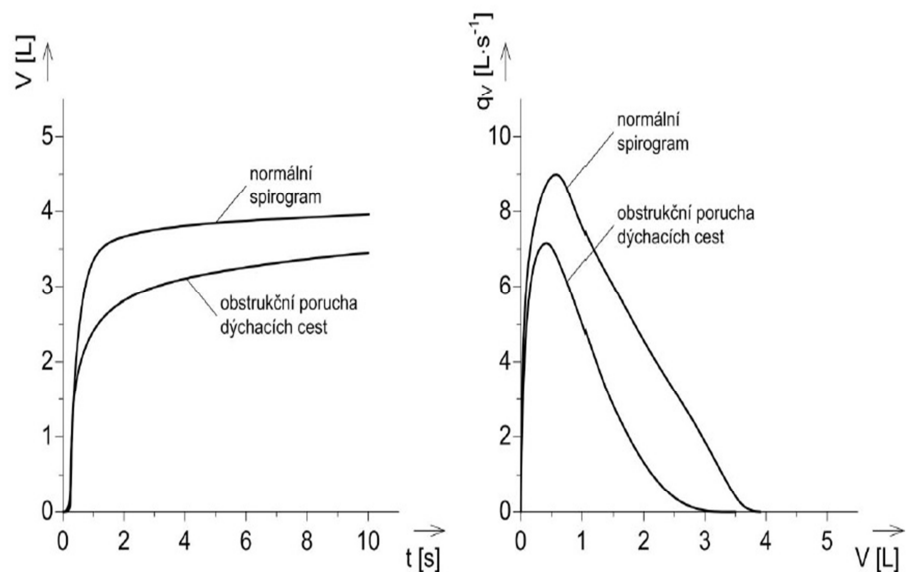
- dechový objem VT
- expirační a inspirační rezervní objem ERV, IRV
- vitální kapacitu VC
- inspirační kapacitu IC
- dechovou frekvenci  $df$  – počet dechů za 1 minutu
- maximální minutovou ventilaci MVV
- dechovou rezervu DR – poměr minutové ventilace k maximální minutové ventilaci, určující, jak může vyšetřovaný zvýšit výkon plic v případě potřeby

#### 2.2.3.2 Spirometrie – křivka průtok/objem

Sledují se změny průtoku vzduchu dýchacími cestami v závislosti na změně objemu. Z křivky dostaneme tyto parametry:[10]

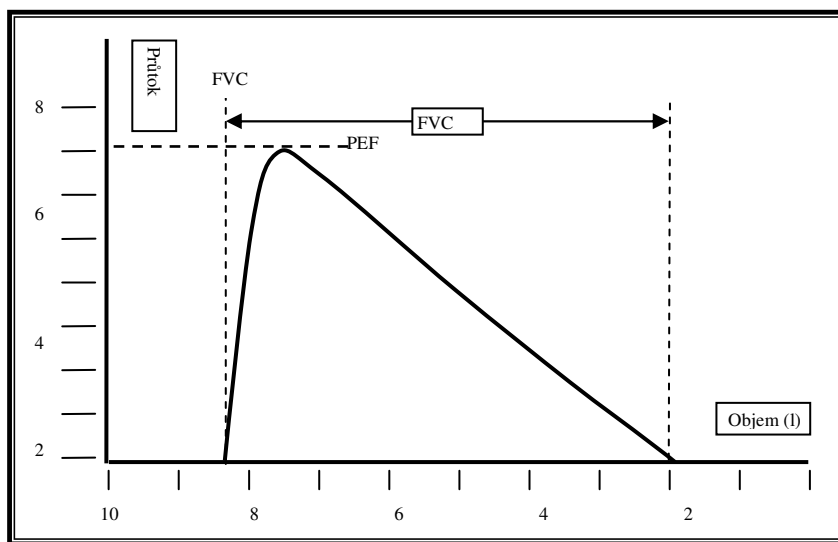
- usilovnou vitální kapacitu FVC
- usilovně vydechnutý objem za první sekundu FEV1
- Tiffeneauův index FEV1/VC (%)
- vrcholový průtok PEF
- maximální výdechové průtoky MEF 25%, 50%, 75 %
- maximální průtok dosažený na vrcholu nádechu PIF

Křivka průtok/objem je vyobrazena v obr. 3 společně s ukázkou křivky objem/čas.

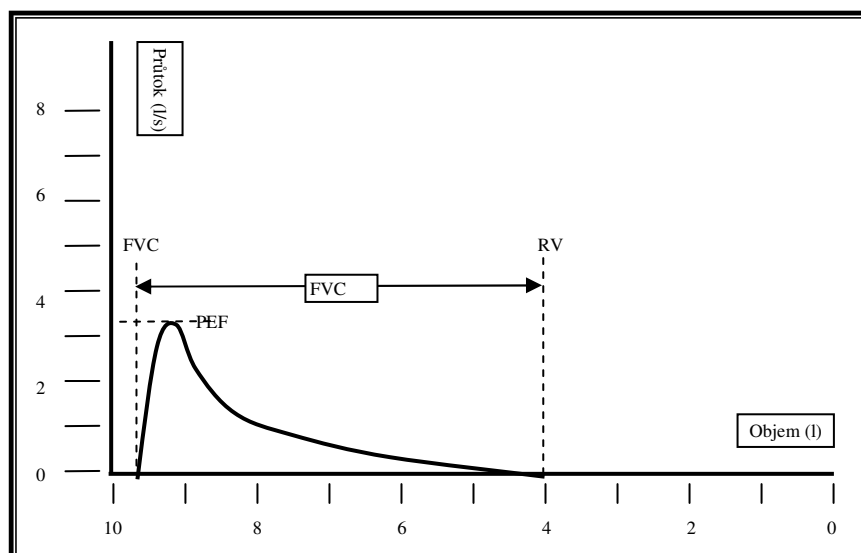


**Obr. 3 Spirogramy typu objem/čas a průtok/objem**

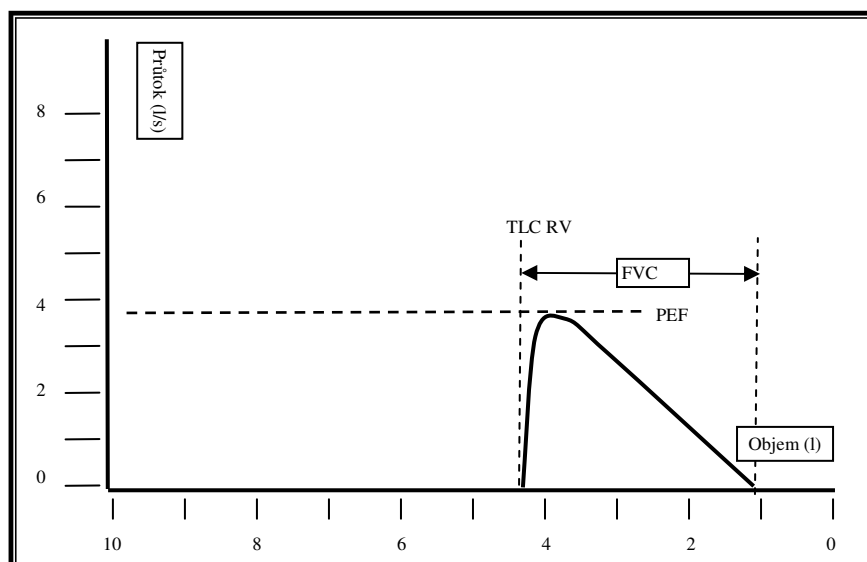
Při vyšetření spirometrem se mohou odhalit dva typy plicních nemocí, tzv. poruchy restrikční a obstrukční. Při restrikčních poruchách (např. plicní fibróza) jsou všechny plicní objemy menší, ale rychlost výdechu zůstává normální. Zvyšuje se odpor dýchacích cest a tím se snižuje rychlost proudění vzduchu. Při poruchách obstrukčních (např. astma) je celkový objem plic normální, ale maximální výdechová rychlost je nízká. U pacienta dochází k poklesu schopnosti plic pojmout velký objem vzduchu.[3] [4]



**Obr. 4 Křivka průtok – objem [4]**



**Obr. 5 Křivka průtok – objem u osoby s obstrukční poruchou [4]**



**Obr. 6 Křivka průtok – objem u osoby s restriční poruchou [4]**

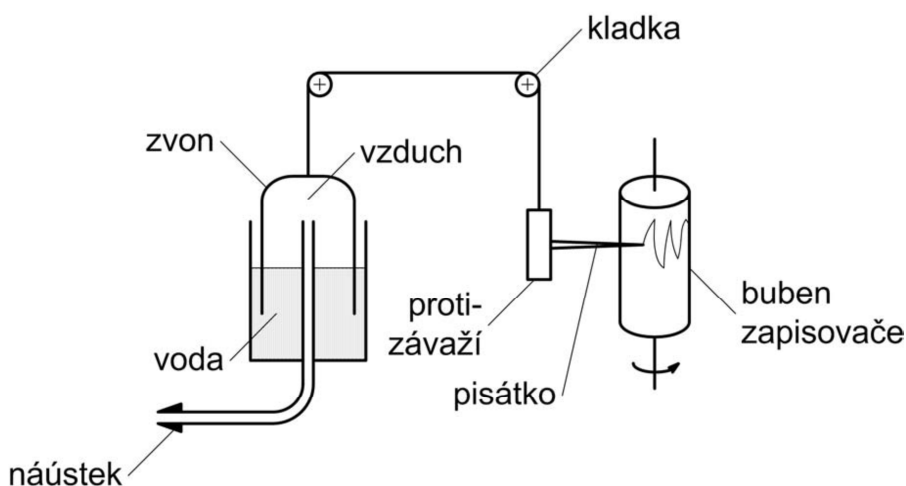
I když je spirometrie velmi prospěšná, není dokonalá. Protože i po maximálním výdechu je v plicích malé množství vzduchu, říká se mi reziduální objem neboli zbytkový objem v plicích. Spirometr není schopen zjistit celkovou kapacitu plic, proto je vyšetření provázeno i dalšími pomocnými vyšetřeními, např. celotělovou pletysmografií.[3] [4]

## 2.3 Spirometr

Spirometr je přístroj, který zakreslí dýchání jako graf závislosti objemu plic na čase. Rozlišujeme spirometry s vodním uzávěrem a se suchým uzávěrem. Spirometry se suchým uzávěrem jsou jednoduché na údržbu a nenáročné, také jsou rozměrově menší. V dnešní době se tyto typy spirometrů už skoro nepoužívají. [5]

### 2.3.1 Spirometr s vodním uzávěrem

Spirometr s vodním uzávěrem je klasický a nejstarší typ spirometru. Přístroj se skládá z dutého zvonu umístěného v nádobě s vodou. Mezi zvonem a vodním uzávěrem je trubice, která ho spojuje s vnějším prostředím. Trubice ústí nad hladinou uvnitř přístroje. Na opačném konci trubice je náustek, který osoba vkládá do úst. Uvnitř zvonu se nad hladinou nachází plyn, který je nadechován a vydechován. Zvon je vyvážen protizávažím, aby nedocházelo ke stlačování plynu uvnitř zvonu a aby byl tlak ve zvonu roven atmosférickému tlaku. Pohyby zvonu jsou registrovány a snímány pomocí snímače. Tento jednoduchý spirometr není vhodný pro měření více než pěti respiračních cyklů, při nadechování a vydechování narůstá ve zvonu koncentrace oxidu uhličitého a ubývá kyslíku. Další nevýhodou jsou jeho velké rozměry. Princip funkce je vidět na obr. 7.[5]



Obr. 7 Princip funkce spirometru s vodním uzávěrem [5]

### 2.3.2 Spirometr se suchým uzávěrem

Spirometr se suchým uzávěrem se skládá z válce s pístem z lehkého kovu umístěného horizontálně. Píst nemá třecí plochu s válcem. Soustava je utěsněna gumovým těsněním. Aby byl statický odpor pístu snížen, použije se valivých ložisek. Měření polohy pístu snímáno rotačním optickým snímačem. Při změně objemu o 10 L dojde ke dvěma otáčkám kódovacího kolečka snímače, v rámci každé otáčky lze rozlišit 2000 poloh. Pro měření teploty vzduchu je uvnitř pístu zabudován termistor. Hmotnost sestavy přesahuje 8 kg.[5]

### 2.3.3 Pneumotachograf

Pneumotachograf je diagnostický přístroj, který také slouží ke spirometrickým měřením. Základní měřenou veličinou je objemový průtok  $q_v$ , který se udává v  $L \cdot s^{-1}$ . Pneumotachograf určuje objem integrováním objemového průtoku v čase. Největší výhodou pneumotachografu je to, že osoba dýchá stále čerstvý vzduch.

#### 2.3.3.1 Ultrazvukový pneumotachograf

Ultrazvukové pneumotachografy se využívají při měření změn rychlostí mechanického vlnění při změně rychlosti proudění vzduchu. Skládá se z trubice, kterou prochází vydechovaný vzduch. V trubici jsou zabudovány dva vzájemně opačně orientované páry protilehlých měničů (vysílače a přijímače). Ultrazvuk se od vysílače šíří pod určitým úhlem, který je svírá s osou trubice. Snímá se rychlost ultrazvuku mezi prvním a druhým párem senzorů.

Velkou výhodou tohoto typu měření je odolnost a snadná údržba.

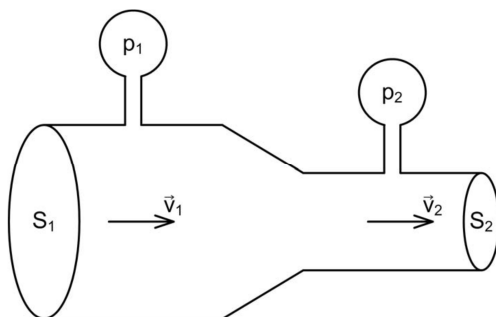
#### 2.3.3.2 Pneumotachograf s diferenčním manometrem

Pro klinickou diagnostiku se nejvíce hodí pneumotachografy s diferenčním manometrem. Měří průtok na základě měření rozdílu tlaků mezi dvěma místy snímače. Nejjednodušším způsobem jak měřit rozdíly tlaky je pomocí Venturiho trubice. Vztah mezi rozdílem tlaku a rychlosti proudění lze vyjádřit Bernoulliovou rovnicí:

$$\frac{1}{2} \rho \cdot v_1^2 + p_1 = \frac{1}{2} \rho \cdot v_2^2 + p_2 \quad (1)$$

Předpokládá se, že jde o proudění ideální tekutiny, ve které nedochází ke ztrátám vlivem její viskozity. Podle zákona zachování hmotnosti je hmotnostní průtok na vstupu a výstupu stejně velký:

$$v_1 \cdot S_1 \cdot \rho = v_2 \cdot S_2 \cdot \rho \quad (2)$$



Obr. 8 Venturiho trubice [5]

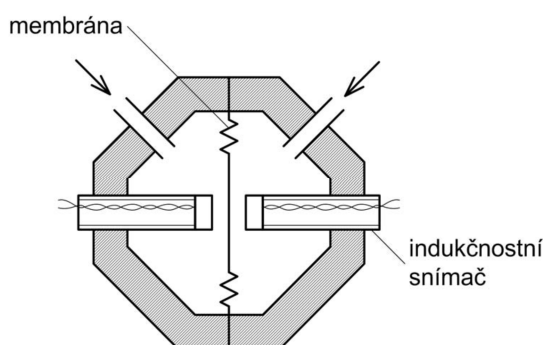
Jestliže uvažujeme, že plyn je nestlačitelný, používá se zákon zachování hmotnosti na vztah, podle kterého je zachován objemový průtok:

$$q_V = v_1 \cdot S_1 \cdot \rho = v_2 \cdot S_2 \cdot \rho \quad (3)$$

Dosažením z Bernoulliho rovnice a úpravami můžeme vypočítat objemový průtok, známe-li rozměry trubice, hustotu a rozdíl tlaků:

$$q_V = v_1 \cdot S_1 = S_1 S_2 \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho(S_1^2 - S_2^2)}} \quad (4)$$

Potřebujeme znát rozdíl tlaků mezi místy měření, je vhodné použít jeden diferenční manometr. Ten se skládá ze dvou oddělených komůrek membránou, které jsou spojeny s měřicími místy Venturiho trubice. Výchylka membrány bude závislá na rozdílu tlaků v komůrkách. [5]



**Obr. 9 Diferenční manometr [5]**

### 2.3.3.3 Lopatkový pneumotachograf

Lopatkový pneumotachograf je považován za nejzákladnější typ pneumotachografu. Svou lopatkou měří otáčení ve směru proudění vzduchu. IR dioda snímá počet přerušení dopadajícího světla na detektor. Lopatka by neměla být tlumená, aby úhlová rychlost byla lineární s rychlostí proudění vzduchu. V přístroji se nachází čítač, který zaznamenává počet přerušení měření, tento počet se rovná celkovému objemu.

Výhodou lopatkového pneumotachografu je nezávislost na teplotě a složení vzduchu.

Nevýhodou toho typu měření je fakt, že proudění vzduchu lze měřit pouze jedním směrem (při výdechu) z důvodu setrvačnosti lopatek. Nenabízí plnohodnotné vyšetření ventilačních funkcí.

Z tohoto důvodu se lopatkové pneumotachografy využívají k domácímu použití, jelikož jsou levné a přenosné.[5]

Pro realizaci modulu této bakalářské práce byl využit tento typ měření.



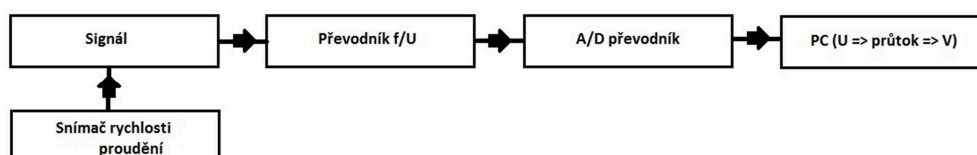
### 3 Návrh měřicího řetězce

Hlavním úkolem pro návrh měřicího řetězce bylo najít způsob, jak by se docílilo snímání signálu. Jasnou volbou proto byla možnost tzv. optické závory, která je složena z vysílače a přijímače umístěných na protilehlých stranách snímací cesty. Optická závora je prvek, který zjišťuje přerušování světelného paprsku. Dosah zařízení se pohybuje v řádech několika metrů. Jako zástupce vysílače byla vybrána IR dioda L-53F3BT, zvoleným přijímačem zase součástka s názvem Tesla 1PP75. Pro splnění bodu zadání byl jako převodník f/U vybrán obvod LM2917N.

Dalším krokem bylo zajistit úpravu signálu z analogické do digitální podoby. K tomuto účelu slouží A/D převodníky. Byl vybrán školní A/D převodník prezentovaný pod názvem DAU jednotka. Napájení bylo zajištěno přes tento A/D převodník. Zajišťuje napájení 5V, vzorkovací frekvenci 2kHz a hodnotu proudu do 150 mA. Vybrané součástky odpovídaly těmto parametrům. Díky spojení přes USB kabel byla DAU jednotka připojena k počítači.

#### 3.1 Blokové schéma

Blokové schéma bylo složeno z měřicího řetězce začínajícím snímáním otáček IR diodou a IR přijímačem, které byly upevněny na senzor spirometru. Frekvenci zpracoval převodník f/U, který se nachází v hardwaru a jehož výstup je napětí. Hodnoty napětí byly přivedeny na A/D převodník (v tomto případě školní jednotka DAU), kde se data převedla do digitální podoby. Následně byla zpracována v počítači softwarem.



Obr. 10 Blokové schéma měřicího řetězce

#### 3.2 DAU

Jednotka DAU je školní A/D převodník navržený pro získání analogových dat a jejich převod do digitální podoby. Propojení s počítačem je realizováno přes USB, které generuje napájení 5 V a 150 mA.

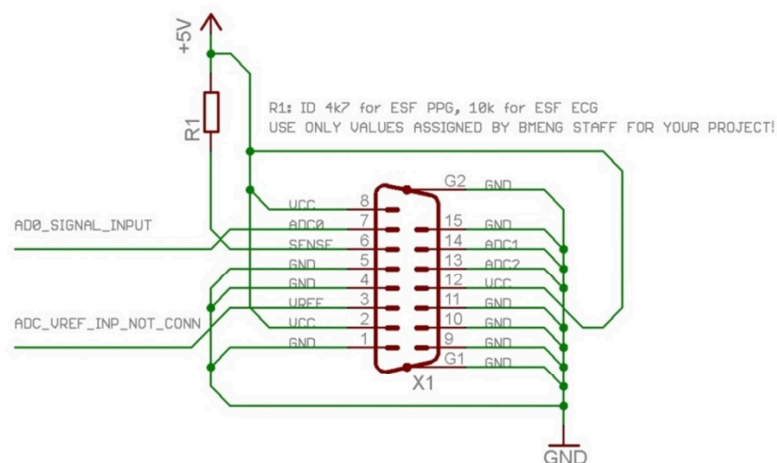
Jednotka DAU obsahuje dva vstupy. Vzorkovací frekvence je 2000 Hz (2kHz). Pro komunikaci je vytvořena knihovna DLL, která umožňuje propojení s prostředím Labview.

Pomocí 15pinového konektoru, připojeného k DPS, se jednotka DAU propojila k počítači. Celkový počet a význam pinů je vyobrazen na obr. 11.

Mezi využití piny patřily:

- pin č. 1 reprezentující zemi
- pin č. 2 sloužící k napájení DPS,
- pin č. 7, který zajišťuje vstup signálu,

K realizaci modulu jsem použila návrh desky plošných spojů a jednotku DAU z Výukové sady biomedicínského inženýrství.



Obr. 11 Vývody pinů školní jednotky DAU

### 3.3 Návrh schématu zapojení

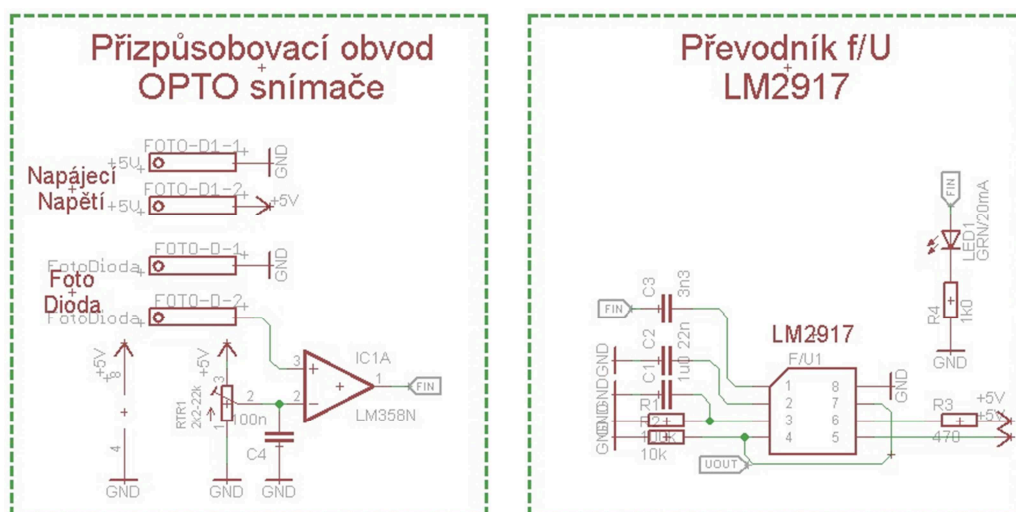
Návrh DPS byl zpracován v programu zvaném EAGLE. Název EAGLE je zkratkou, která znamená: snadno použitelný editor grafického rozhraní, neboli „Easily Applicable Graphical Layout Editor“. Tento software nabízí uživatelsky přívětivé, výkonné a cenově dostupné řešení pro návrh desek plošných spojů, včetně schématického znázornění, rozvržení desky. Program umožňuje i různé simulace či 3D vizualizace. [11]

#### 3.3.1 Použité součástky

K realizaci technické části byly použity následující součástky:

- Přijímací fotodioda TESLA 1PP75
- IR LED L-53F3BT
- Převodník f/U LM2917N
- Operační zesilovač LM358
- Vysokootáčkový trimr

### 3.3.2 Realizované schéma zapojení



Obr. 12 Schéma zapojení modulu

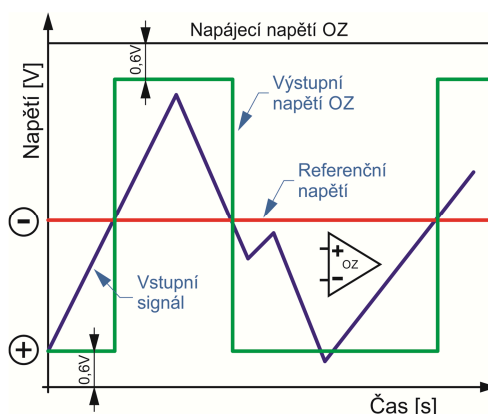
Převodník frekvence/napětí se skládá ze dvou základních částí. První částí je přizpůsobovací obvod a druhou samotný převodník f/U. Zařízení jako celek převádí otáčky spirometru na hodnotu napětí s co nejlepší linearitou. V optické cestě vrtulky spirometru se nachází vysílací IR LED dioda a přijímací fotodiody (IR přijímač). Otáčející se vrtulka spirometru přerušuje optický signál a výsledkem je přerušovaný napěťový signál z přijímací fotodiody. Tento signál musí být upraven, protože je silně nestabilní. Přijímací fotodiody zpracovává nejen světlo z vysílací IR LED diody, ale i okolní světlo. Výsledkem je sice kmitavý průběh napětí, ale s nestejnou amplitudou. Přijímací fotodiody je zapojena v obvodu jako generátor napětí a vlivem okolního osvětlení toto napětí nemusí klesnout až k nulovému potenciálu, což je problém. Bylo proto nutné vytvořit přizpůsobovací obvod, který by generoval přesně definovaný signál s kolmými hranami.

Přizpůsobovací obvod je poměrně jednoduchý a jeho primárním účelem je tvarovat signál z fotodiody tak, aby byl zpracovatelný obvodem LM2917. Přizpůsobovací obvod se skládá z jedné poloviny operačního zesilovače IC1 (LM358), zdroje referenčního napětí a vstupních svorek.

Operační zesilovač je zapojen jako komparátor bez hystereze. Hystereze v tomto případě není nutná, protože nepředpokládáme kmitavý průběh signálu kolem rozhodovací, referenční úrovně napětí. Na jeho neinvertující vstup je přivedeno napětí z přijímací fotodiody a na invertující vstup referenční napětí.

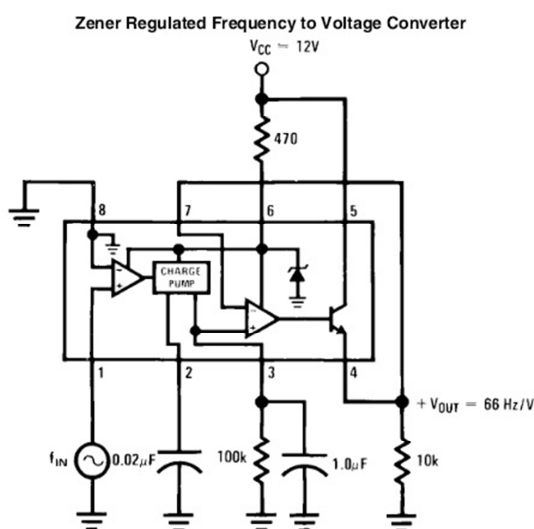
Komparátor tyto napětí porovnává a jeho výstup je buď saturován k nulovému napěťovému potenciálu (výstupní napětí je blízké hodnotě 0V), nebo kladně saturován (výstupní napětí je blízké napájecímu). Referenční napětí je tvořeno vysokootáčkovým trimrem RTR1 a vyhlazovacím kondenzátorem  $C_4 = 100 \text{ nF}$ . Operační zesilovač je napájen přímo napětím z jednotky DAU. Zde není nutné toto napětí nijak stabilizovat, operační zesilovač je schopen spolehlivě fungovat od napětí 3V do 32V. Výstupem operačního zesilovače je pravoúhlý signál

nabývající pouze dvou stavů. Buď hodnoty „low“, kdy je napětí výstupu blízké hodnotě 0V, nebo hodnoty „high“, kdy je napětí na výstupu blízké napájecímu napětí. Hodnoty 0V a hodnoty napájecího napětí není možné teoreticky dosáhnout z důvodu vnitřní konstrukce operačního zesilovače. Jeho výstupní část je tvořena bipolárními tranzistory, které vytvářejí permanentní úbytek cca 0,6V. Výstup operačního zesilovače tedy kmitá mezi stavy  $[0V+0,6V]$  a  $[U_{\text{nap}}-0,6V]$ . Tento fakt ale nijak neovlivňuje funkci přizpůsobovacího obvodu. Výstup z operačního zesilovače je na schématu pojmenován „FIN“ (Frekvence IN – tedy vstupní signál vzhledem k obvodu LM2917). Funkce komparátoru je vysvětlena na Obr. 13.



**Obr. 13 Princip funkce komparátoru**

Samotný převodník  $f/U$  je realizován pomocí obvodu LM2917. Jedná se o jednoduché zapojení převodníku s vysokou linearitou převodu ( $\pm 0,3\%$ ). Obvod je zapojen podle doporučeného schématu od výrobce, viz obr. 14.

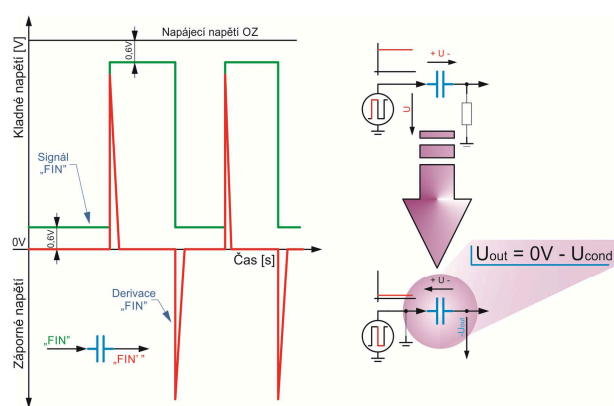


**Obr. 14 Schéma převodníku  $f/U$  regulovaného Zenerovou diodou [12]**

Jedinou změnou bylo zapojení přizpůsobovacího obvodu. Integrovaný obvod LM2917 není schopen zpracovat stejnosměrný signál, i když má kmitavý charakter.

Na jeho vstupu (vývod 1) se vyžaduje střídavé napětí, tedy napětí měnící svou polaritou. Je to proto, že je tento obvod primárně určen pro přímé napojení na indukční snímače otáček, které tento střídavý signál generují. Jednou z variant, jak tento problém vyřešit, bylo použití souměrného napájecího napětí. Nicméně tato varianta by zahrnovala napěťový měnič pro záporné napájecí napětí, což by zbytečně komplikovalo celé zapojení. Nakonec byla úspěšně odzkoušena varianta se sériově zapojeným kondenzátorem ( $C_3 = 3,3\text{nF}$ ) v cestě signálu „FIN“.

Sériově zapojený kondenzátor se chová jako derivační člen, reaguje tedy pouze na změnu vstupního signálu. V našem případě na sestupnou, nebo náběžnou hranu signálu „FIN“. Výsledkem je, že se kondenzátor  $C_3$  vždy nabíjí podle hodnoty napětí signálu „FIN“, která se po překlopení OZ do opačného stavu sčítá se signálem „FIN“ a generuje se tedy i záporné napětí, potřebné pro správnou funkci obvodu LM2917. Tato skutečnost se objevila i v samotné softwarové části, kdy napětí mezi intervaly výdechu vykazovalo záporné hodnoty.



**Obr. 15 Generování záporných pulzů nutných pro fungování obvodu LM2917**

Derivace není samozřejmě ideální. Vlivem reálných parametrů součástek se výsledný signál „zdeformuje“ na jakési trojúhelníky, což ale v tomto případě nevádí. Cílem není přesně derivovat vstupní signál, ale generovat záporné pulzy. Tyto pulzy jsou vizualizovány pomocí LED diody (LED1). Proud touto diodou je omezen odporem  $R_4$  s hodnotou  $1\text{k}\Omega$ .

Vysílací IR LED dioda není na schématu zaznačena. Jedná se o jednoduché zapojení IR LED diody přes omezovací odpor ( $250\ \Omega$ ) přímo na napájecí napětí.

Výstup převodníku je označen „ $U_{out}$ “ a je odebírán z vývodu č. 4 obvodu LM2917. Výstupem je napěťový signál, jehož hodnota je přímo úměrná vstupní frekvenci generované spirometrem. Dle informací od výrobce převodník spolu s externě připojenými součástkami (odpor  $R_1 = 100\ \text{k}\Omega$  a kondenzátor  $C_2 = 22\ \text{nF}$ ) převádí frekvenci pulsů na výstupní napětí dle vzorce:

$$U_{out} = FIN \cdot V_{CC} \cdot R_1 \cdot C_2 \cdot K \quad (5)$$

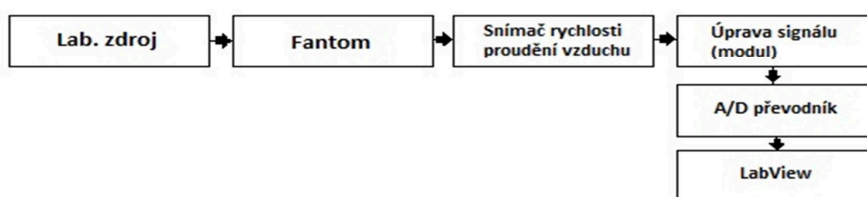
Koeficient  $K$  je daný výrobcem a má hodnotu 1.

Při vytváření podkladu DPS v Eaglu se zapomněl přidat konektor, který umožňuje spojení s DAU jednotkou, bylo potřeba z DPS prodloužit vývody všech napájecích a zemních vývodů a poté je připojit k pinům zmíněného konektoru.

### 3.3.3 Kalibrace

Jelikož bylo potřeba, aby byl modul schopen správně měřit, musela se udělat kalibrace. Při kalibraci byl využit fantom průtoku, který je schopen generovat průtok v určitém rozmezí.

Měřicí řetězec obsahoval laboratorní zdroj HY3005D-3, který napájel fantoma, jež generoval průtok. Modul spirometrie byl napájen skrze DAU jednotku z vytvořeného softwaru v Labview.



**Obr. 16 Měřicí řetězec pro kalibraci fantom/modul**

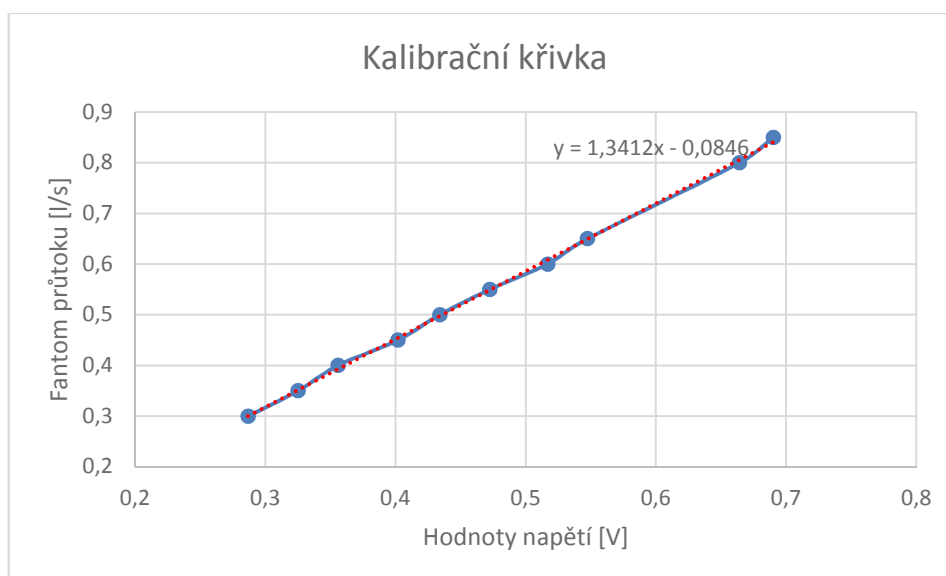
Tímto způsobem bylo naměřeno dvanáct hodnot průtoků, kterým odpovídala určitá hodnota napětí získaná z modulu. Ze zjištěných hodnot byla vytvořena tabulka č. 2 v programu Microsoft Excel.

Průtok[l/s]	Napětí [V]
0,30	0,28681
0,35	0,32515
0,40	0,35583
0,45	0,40184
0,50	0,43405
0,55	0,47240
0,60	0,51687
0,65	0,54755
0,70	0,67331
0,75	0,58129
0,80	0,66411
0,85	0,69018

**Tab. 2 Hodnoty kalibrace**

Hodnoty kalibrace byly vykresleny do grafu kalibrace (obr. 17). Na osu y byly vyneseny hodnoty průtoku generované fantomem a na osu x zase hodnoty napětí. Z důvodu chybného naměření dvou hodnot napětí odpovídající průtokům 0,7 a 0,75 l/s byly tyto hodnoty

vyřazeny. Výsledná kalibrační křivka byla pomocí funkce „Spojnice trendu“ proložena lineární přímkou. Excel umožňuje vypsát rovnici této přímky. Ta byla také vytvořena a na jejím základě byla zpracována data v programu, jež byl navržen v Labview.



**Obr. 17 Graf kalibrace**

Kontrola měření proběhla dosazením hodnot napětí za proměnnou x:

$$y = 1,3412 \cdot x - 0,0846 \quad (6)$$

$$y = 1,3412 \cdot 0,28681 - 0,0846 = 0,30007 \text{ V} \quad (7)$$

Stejným způsobem byly dopočteny i ostatní hodnoty napětí a dosazeny do tabulky č. 3, viz Tab. 3. Porovnáním lze říci, že napětí získané z výstupu převodníku f/U je pomocí kalibrační rovnice zkalibrováno na průtok.

Průtok fantom[l/s]	Napětí [V] = Průtok [l/s]
0,30	0,30007
0,35	0,351495
0,40	0,392637
0,45	0,454348
0,50	0,497547
0,55	0,548973
0,60	0,608627
0,65	0,649769
0,70	0,818443
0,75	0,695023
0,80	0,806104
0,85	0,841075

**Tab. 3 Hodnoty průtoku fantomu a modulu po kalibraci**

## 4 Realizace softwaru

Po vyřešení technické realizace zařízení následovalo zamyšlení se nad požadavky ovládacího programu.

Prvotní myšlenkou bylo vytvořit funkční měřicí zařízení, ze kterého by se daly vypočítat spirometrické parametry. Jelikož byl vyroben modul na základě principu lopatkového pneumotachografu, vyhodnocovaným parametrem se stal pouze výdech. Ten se vypočítal pomocí vzorce:

$$V = \int_{t_0}^{t_1} q_v dt \quad (8)$$

Kde V je objem

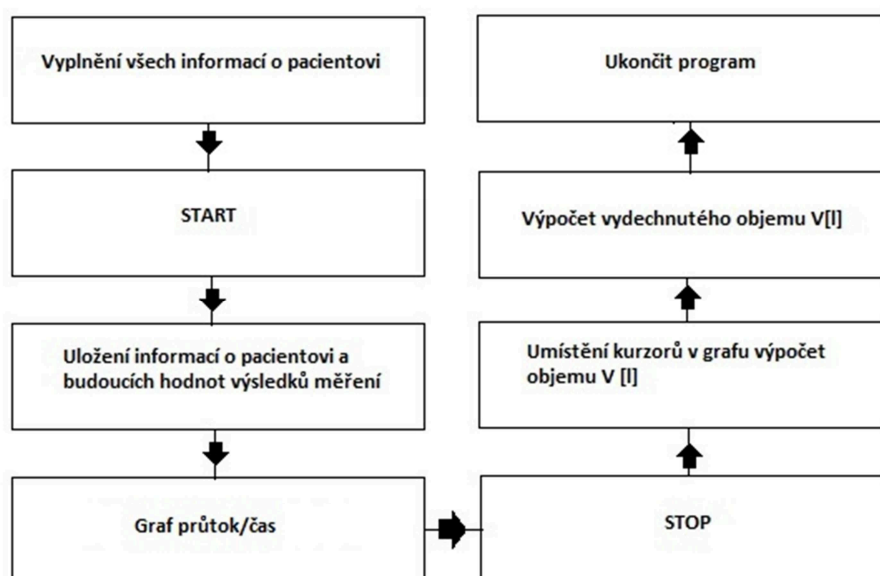
$t_0$  je začátek výdechu

$t_1$  je konec výdechu

$q_v$  je objemový průtok

### 4.1 Blokový diagram funkce softwaru

Blokový diagram byl rozdělen do základních částí, které tvoří strukturu VI (obr. 18).



Obr. 18 Blokový diagram funkce softwaru

Před počátkem měření se nejprve vyplní údaje o pacientovi. Následným stisknutím tlačítka „START“ se spustí okno umožňující zvolit si místo uložení údajů a budoucích naměřených hodnot z grafu průtok/čas.

Po zaznamenání několika výdechů se ukončí měření pomocí tlačítka STOP. Nyní se pohled přesune k druhému grafu s názvem výpočet objemu V[I], Pomocí kurzorů se nastaví



začátek a konec jednoho výdechu. Výsledná hodnota se objeví v ikoně vydechnutý objem vzduchu V[l]. Stisk tlačítka „UKONČIT PROGRAM“ zapříčiní ukončení celého programu.

## 4.2 LabView

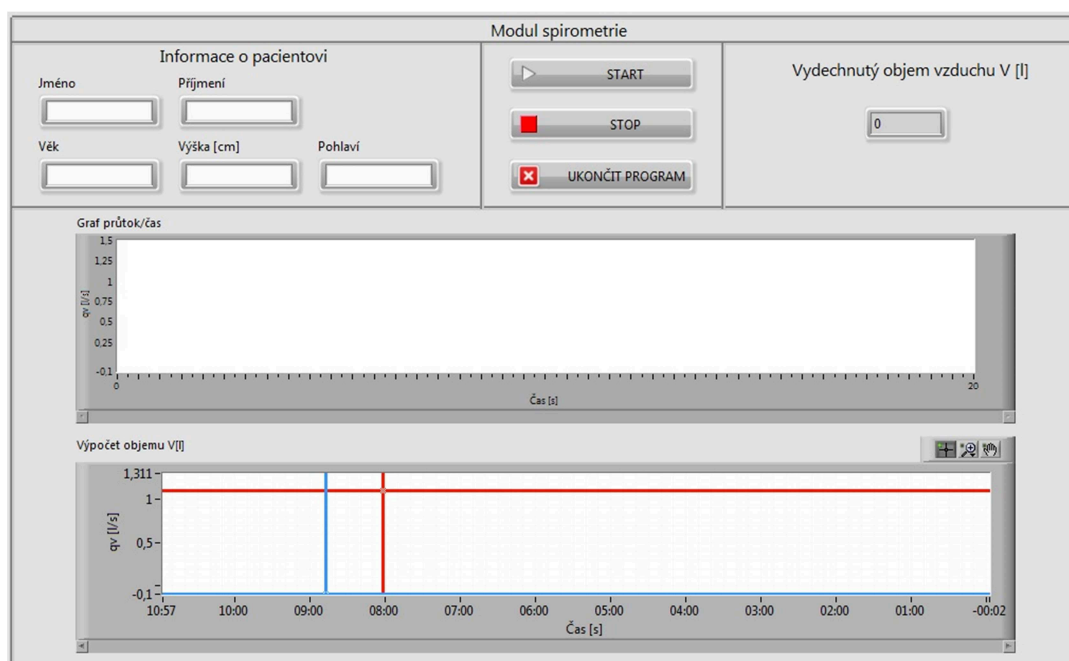
LabView je vývojové prostředí firmy National Instruments. Jedná se o grafický programovací jazyk, který lze využít ve vývoji testovacích, měřících a řídicích aplikací.[13]

Programový kód tvoří tzv. virtuální přístroj (VI), který se skládá ze dvou oken, z čelního panelu (front panel) a blokového diagramu (block diagram). Čelní panel obsahuje ovládací prvky a indikátory. Blokový diagram je místo, kde se sestavuje jedinečný grafický programový kód programu, obsahující různé prvky. Tyto prvky jsou propojeny vodiči (wire).

## 4.3 Čelní panel

Čelní panel obsahuje veškeré ovládací prvky a indikátory, které jsou zastoupeny rovněž v blokovém diagramu, umožňují svou ikonkou vytvořit spojení s diagramem. Mezi příklady ovládacích prvků patří vstupy, tlačítka a další. Jako indikátor můžeme jmenovat např. graf.

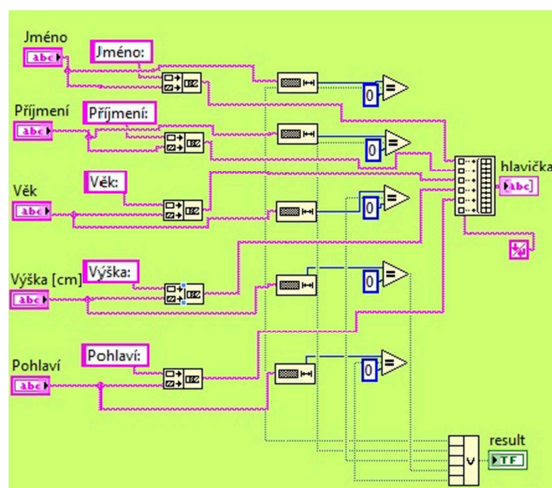
Čelní panel neboli uživatelské rozhraní je zobrazeno níže na obr. 19.



Obr. 19 Čelní panel

### 4.3.1 Informace o pacientovi

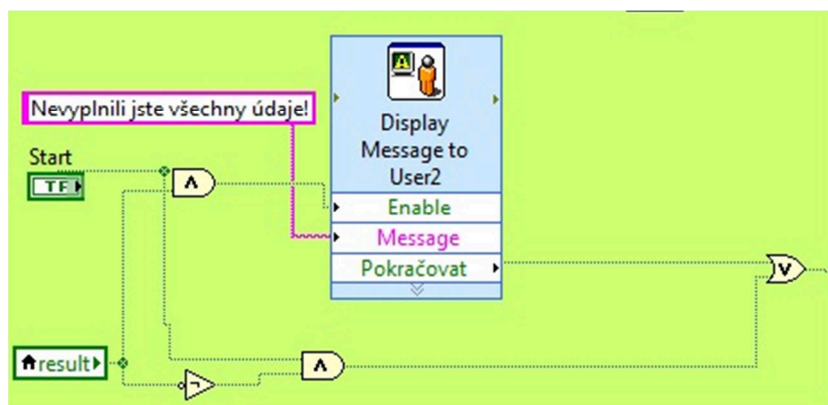
Mezi informacemi o pacientovi byly zařazeny následující parametry: jméno, příjmení, věk, výška a pohlaví. Na obr. 20 je zobrazeno řešení zadávání těchto údajů v blokovém diagramu.



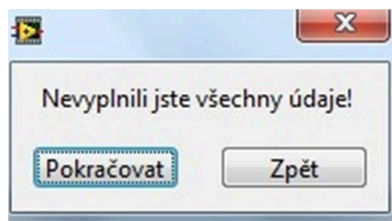
Obr. 20 Řešení souboru informací o pacientovi zobrazené v blokovém diagramu

Výsledek tohoto jednoduchého diagramu tzv. result byl použit jako proměnná pro zabezpečení toho, že kdyby se nevyplnil byt' jediný údaj o pacientovi (porovnávání logických hodnot zobrazeno v obr. 21), objevilo by se chybová hlášení znějící „Nevyplnili jste všechny údaje“ (obr. 22).

Toto hlášení nabízí možnost buď pokračovat dál, nebo vrátit se zpět. Výběr „Pokračovat“ umožňuje další uložení naměřených hodnot a zadaných informací o pacientovi. Uživatel si tímto činem uvědomuje, že některé údaje nezapsal a tudíž by mu mohly chybět. Výběr „Zpět“ nespustí uložení hodnot, ale uživateli dává možnost si chybějící informace vyplnit. Když jsou všechny parametry vyplněny, stiskem tlačítka „START“ se spustí možnost uložení a spuštění měření.

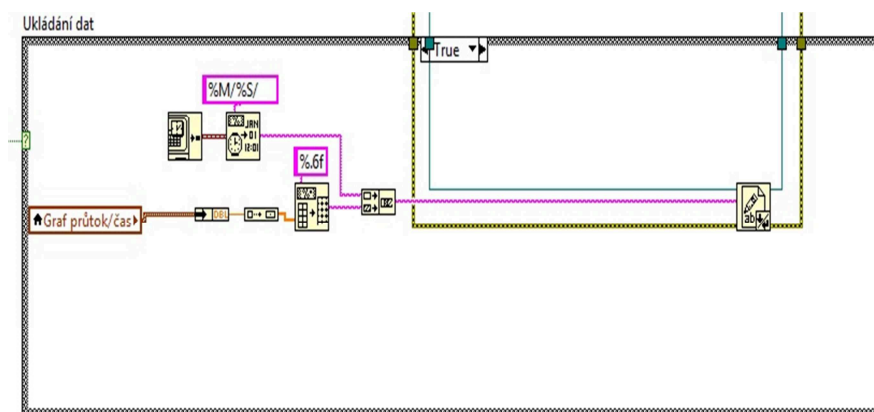


Obr. 21 Porovnávání absence údajů v blokovém diagramu



**Obr. 22 Chybová hláška zobrazující se při nevyplnění všech údajů**

Data se ukládají do souboru, který si uživatel zvolí. Příkladem typu souboru byl vybrán textový dokument. Tento soubor obsahuje informace zadané o pacientovi a dva sloupce hodnot. První sloupec zastupuje zaznamenávaný čas měření (jednotkou minut a sekund), druhý zase hodnoty průtoku. Hodnoty posledního sloupce jsou zaokrouhleny na miliontiny.



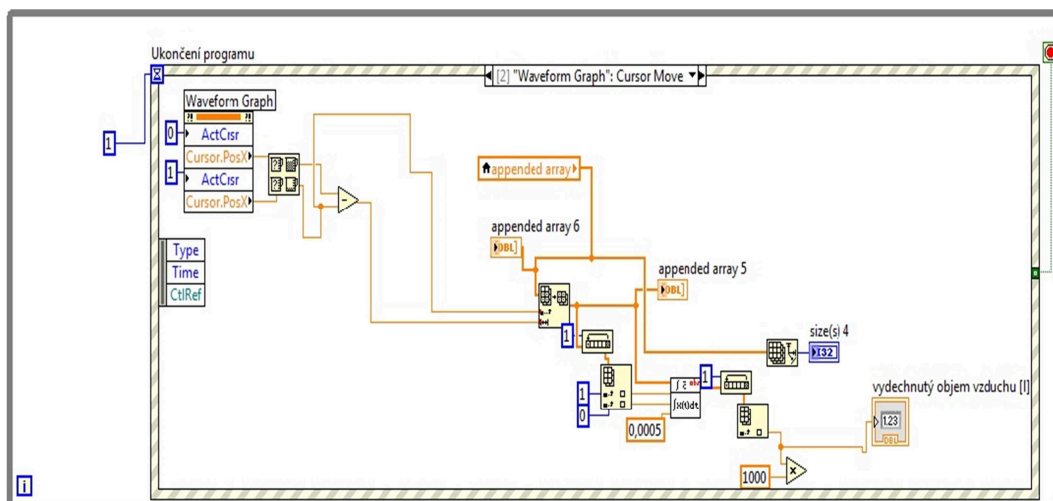
**Obr. 23 Uložení informací o pacientovi, měřeného času (v minutách i sekundách) a hodnot průtoku**

#### 4.3.2 Výpočet objemu V [l]

Stěžejním bodem této práce bylo najít způsob, jak vypočítat z dostupných hodnot objem. Objem se řešil pomocí vzorce (8) pro výpočet integrálu.

Čas se určil pomocí aktivním kurzorů (ActCrsr), které jsou součástí grafu Výpočet objemu (reprezentován jménem Waveform Graph v blokovém diagramu). První kurzor měl modrou barvu, od této hodnoty na ose x se integruje signál, druhý kurzor s barvou červenou ukončuje výběr. Program vypočítal pomocí integrálu jeho hodnotu a ta se vyobrazila v ikoně s názvem „Vydechnutý objem vzduchu V [l]”.

Díky softwaru Labview mohly být vytvořeny dvě smyčky, přičemž druhá smyčka byla použita pro výpočet integrálu a vyvedena na okraj celkové smyčky programu. Tímto způsobem se zajistilo to, že program nebyl zatížen průběhem interního počítání a dalších funkcí. Jeho průběh byl vykreslován bez časového zpoždění.



**Obr. 24 Výpočet integrálu**

Jak lze vidět na obr. 24, mnoho ikoněk a veličin bylo skryto funkcí „Hide indicator“. Tyto hodnoty měly vesměs informační charakter, aby bylo při tvorbě systému vidět, zda měří či ukazuje správné hodnoty.

## 5 Testování modulu

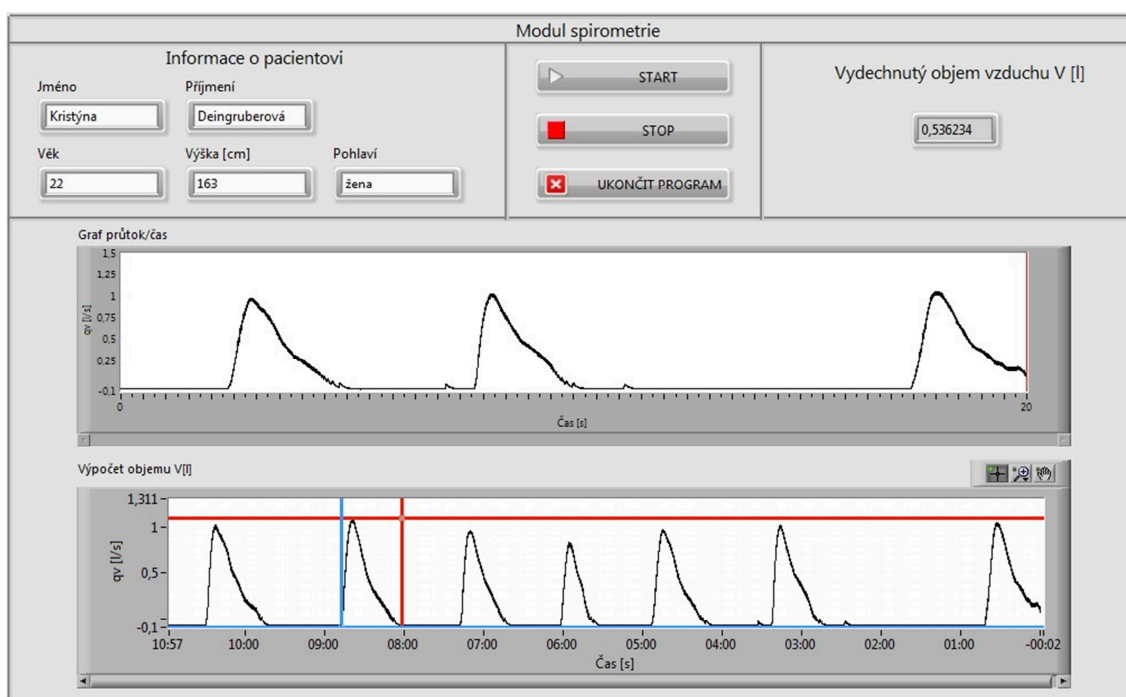
### 5.1 Vzorové měření

Nejprve se vyplnily údaje o pacientovi jako je jméno, příjmení, věk, výška a pohlaví. Stiskem tlačítka START se spustila možnost uložených údajů a následných měřených hodnot na ose x a na ose y.

Poté se normálními výdechy foukalo do připraveného modulu spirometru. Jednotlivý průběh se zaznamenal do grafu Výpočet objemu. Po zaznamenání několika výdechů se měření zastavilo pomocí tlačítka STOP.

V tomto bodě byly použity dva aktivní kurzory (modrý a červený). První kurzor byl naveden na stav, kdy pacient do modulu poprvé fouknul, druhý kurzor byl využit pro označení koncového stavu, kdy mezi senzory nebyl přítomen žádný signál (tedy vzduch).

Jelikož se objem vypočítá jako integrál průtoku, respektive plochy jeho křivky, program vypočítal hodnotu vydechnutého objemu vzduchu  $V$  [l]. Na obr. 25 je vidět, že vydechnutý objem vzduchu pacienta byl 0,536234 l. Tento objem je vyhovující, jelikož normální hodnota výdechu je stanovena na 0,5 l.



Obr. 25 Vzorové měření na modulu

## 6 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo navrhnout řešení a realizaci modulu spirometrie a rovněž vytvořit ovládací software v prostředí Labview.

Prvotním úkolem bylo nutné prostudování teorie dýchání, zjistit jaké existují typy a projevy dýchání. Důležitým parametrem bylo seznámit se s metodami, které vyšetřují plicní funkci, pojmy vyhodnocujícími jednotlivé parametry či obecnou spirometrickou křivkou.

Na základě znalosti teorie se přešlo k technické realizaci. Pro splnění zadání bylo nutné využít převodník  $f/U$  a přizpůsobit jemu celý obvod. Návrh zapojení započal výběrem vhodných součástek optické závory (IR dioda a přijímač). Přizpůsobovacím obvodem OPTO snímače (jedna polovina operačního zesilovače, zdroj referenčního napětí a vstupní svorky) a sériově řazeným kondenzátorem napojeným na vstupní vývod převodníku se získalo střídavé napětí. Toto napětí umožnilo správný chod převodníku  $f/U$ . Výstupní hodnota napětí se dále zpracovávala DAU jednotkou a pomocí konektoru byla připojena k počítači a tím i k samotnému softwaru. Výsledná DPS byla vložena do připravené krabičky s otvorem pro signalizační diodu snímající přerušení signálu a pro trubici s připevněnými součástkami optické závory. Tato trubice, která se kvůli možné propustnosti signálu musela přestříkat černou barvou, sloužila k usazení senzoru spirometru.

Softwarová realizace v Labview byla doplněna o jednotlivé parametry, hodnoty či grafy. Signál přivedený do počítače bylo nutné zkalibrovat. Kalibrace byla realizována fantomem průtoku. Postupným naměřením dvanácti generovaných hodnot průtoku odpovídala určitá hodnota napětí jednotky DAU. Výsledné hodnoty byly vyneseny do grafu kalibrace, proložením lineární spojnice trendu se vygenerovala kalibrační rovnice. Tato rovnice byla aplikována do programové části a umožňuje snímání průtoku. Integrací objemového průtoku se získal objem. Samotný výpočet objemu byl zjednodušen umístěním mimo celkovou smyčku programu.

Zjištěný objem vydechnutého vzduchu se zobrazuje do určené ikonky. Do softwaru byla také přidána možnost zadávání údajů o pacientovi.

Posledním krokem bylo konečné vzorové testování subjektu. Záporné hodnoty napětí zobrazující se mezi intervaly výdechů jsou pouze důsledkem fungování převodníku a nijak nenarušují správnost měření. Jak bylo zhodnoceno, naměřená hodnota objemu je z obecného hlediska vyhovující.

## 7 Seznam použité literatury

- [1] KOHLÍKOVÁ, Eva. Fyziologie člověka. In: *Fyziologie člověka* [online]. Praha, 2007 [cit. 2012-01-18]. Dostupné z: [http://www.ftvs.cuni.cz/elstudovna/download.php?dir=./obsah/fyziologie/doc&soubor=Fyziologie\\_cloveka.doc](http://www.ftvs.cuni.cz/elstudovna/download.php?dir=./obsah/fyziologie/doc&soubor=Fyziologie_cloveka.doc)
- [2] Cvičení z fyziologie dýchání. In: *Cvičení z fyziologie dýchání* [online]. [cit. 2012-01-18]. Dostupné z: [www.osu.cz/katedry/ufy/cviceni/cviceni\\_dychani.doc](http://www.osu.cz/katedry/ufy/cviceni/cviceni_dychani.doc)
- [3] Vitalion. In: *Spirometrie* [online]. [cit. 2012-01-18]. Dostupné z: <http://vysetreni.vitalion.cz/spirometrie/>
- [4] Poznámky k fyziologii dýchání. In: *Základy spirometrie* [online]. [cit. 2012-01-18]. Dostupné z: [www.lfp.cuni.cz/fyziologie/cze/download/dychani\\_poznamky.doc](http://www.lfp.cuni.cz/fyziologie/cze/download/dychani_poznamky.doc)
- [5] IMRAMOVSKÝ, Martin. *Zdravotnické elektrické přístroje I: učební texty*. 1. vyd. Ostrava : Vysoká škola báňská – Technická univerzita, 2007, 330s. ISBN 978-80-248-1545-9
- [6] Nejčastější diagnostické metody. In: *Spirometrie: Funkční vyšetření plic* [online]. [cit. 2012-01-18]. Dostupné z: <http://www.szssumperk.cz/SOC/fun-SPIROMETRIE%20fyzika.html>
- [7] NAVRÁTIL, Leoš, ROSINA, Jozef a kol. *Medicínská biofyzika*. 1.vyd. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 978-80-247-1152-2
- [8] Respirační systém: Poruchy plicní ventilace: Téma: Funkční anatomie a fyziologie respiračního systému. In: *Tvorba a ověření e-learningového prostředí pro integraci výuky preklinických a klinických předmětů na LF a FZV UP Olomouc* [online]. Univerzita Palackého v Olomouci, Lékařská fakulta, Ústav patofyziologie, 2012, 23.3.2012 [cit. 2013-07-27]. Dostupné z: <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/?p=1205>  
<http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/?p=1205>
- [9] MLČOCH, Zbyněk. Spirometrie, spirometrické vyšetření - informace, průběh, postup, hodnoty. In: *Mudr. Zbyněk Mlčoch* [online]. 2013, 16.5.2013 [cit. 2013-07-27]. Dostupné z: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/nemoci-lecba/spirometrie-spirometricke-vysetreni-informace-prubeh-postup-hodnoty>  
<http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/nemoci-lecba/spirometrie-spirometricke-vysetreni-informace-prubeh-postup-hodnoty>
- [10] PALATKA, Kamil. Funkční vyšetření plic a jeho klinický význam - informace, průběh, postup, hodnoty. In: *Zdravotnické noviny* [online]. Praha 4: Mladá fronta Zdravotnické noviny ZDN, 2006, 30.6.2006 [cit. 2013-07-27]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/funkcni-vysetreni-plic-a-jeho-klinicky-vyznam-173677>

[11] *Eagle PCB design software* [online]. 2011 [cit. 2013-07-28]. Dostupné z: <http://www.cadsoftusa.com/>

[12] *Datasheet for LM2907-N/LM2917-N* [online]. Texas Instruments, 2013. 32 s. [cit. 2014-07-15]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2907-n.pdf>

[13] National Instruments. In: *NI Labview: NI Labview – grafické vývojové prostředí pro návrh systémů* [online]. 2013 [cit. 2013-07-28]. Dostupné z: <http://czech.ni.com/labview>



## Seznam příloh

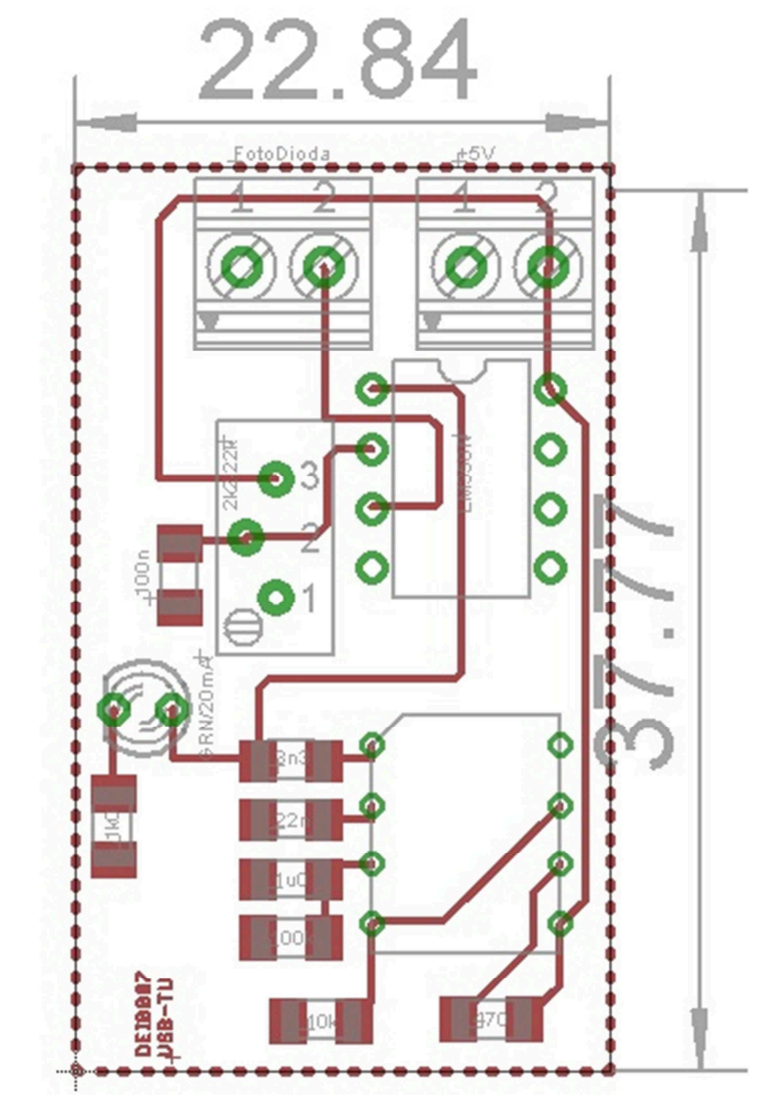
Příloha I – Schéma DPS

Příloha II – Výsledné zařízení s DAU jednotkou

Příloha III – Pohled na výsledné zařízení v krabici

Příloha IV – Blokový diagram z Labview

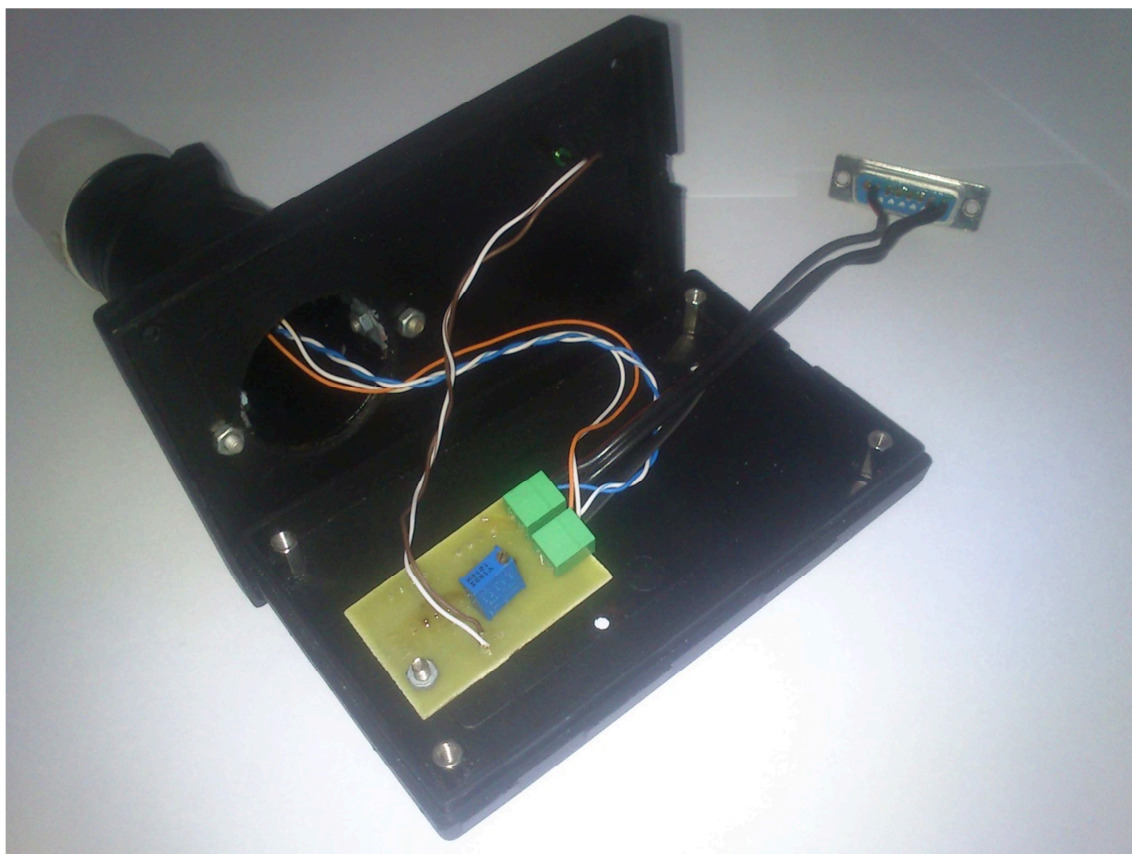
### Příloha I – Schéma DPS



## Příloha II – Výsledné zařízení s DAU jednotkou



### Příloha III – Pohled na výsledné zařízení v krabičce



# Příloha IV – Blokový diagram z Labview

